

TOMOGRAPH

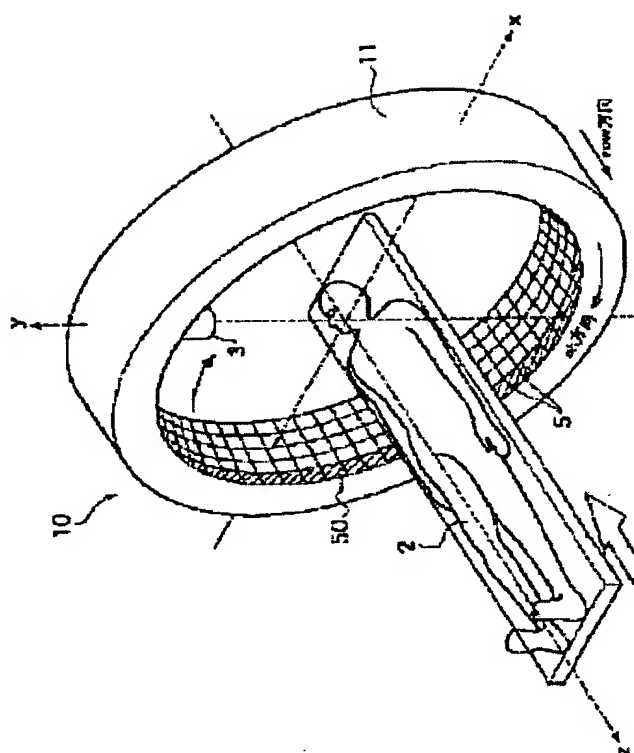
③

Patent number: JP2000107162
Publication date: 2000-04-18
Inventor: MORI KAZUO
Applicant: TOSHIBA CORP
Classification:
- international: A61B6/03
- european:
Application number: JP19980280269 19981001
Priority number(s):

Abstract of JP2000107162

PROBLEM TO BE SOLVED: To eliminate a ring-shaped artifact in an X-ray imager such as a third generation computerized tomograph, permit correct tomography, modify a data transmission system and permit fast scanning.

SOLUTION: The tomograph 10 comprises a radiation source 3 that rotates around a subject 2, ring-shaped detection element rows 50 where a plurality of detection elements 5 that detect radiation from the radiation source 3 are arranged in series on the circumference surrounding the subject 2, and a detector cylinder 11 where a plurality of the detection element rows 50 are arranged in the direction of the rotating axis.



Data supplied from the esp@cenet database - Patent Abstracts of Japan

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-107162

(P2000-107162A)

(43) 公開日 平成12年4月18日 (2000. 4. 18)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 6/03

識別記号

3 2 0

3 4 7

F I

A 6 1 B 6/03

テームト* (参考)

3 2 0 H 4 C 0 9 3

3 2 0 Y

3 4 7

審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号

特願平10-280269

(22) 出願日

平成10年10月1日 (1998. 10. 1)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 森 一生

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

(74) 代理人 100083806

弁理士 三好 秀和 (外7名)

Fターム(参考) 4C093 AA22 BA03 CA13 EB13 EB17

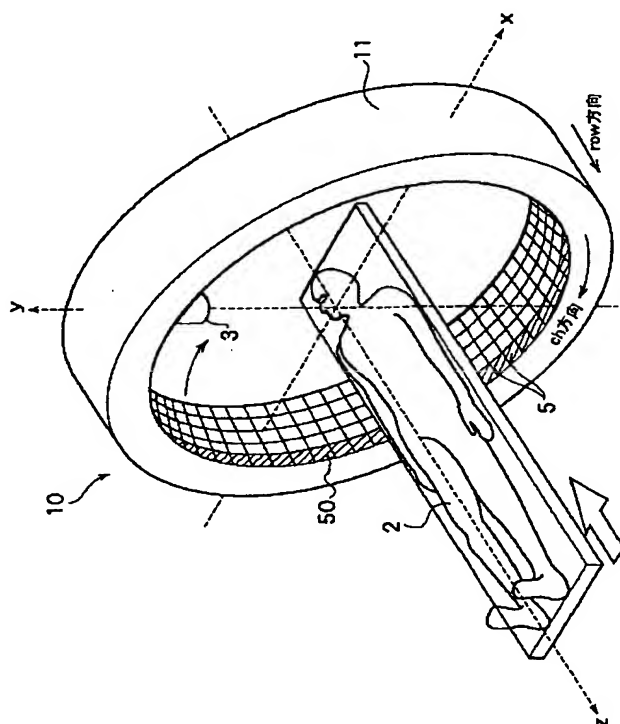
EB22

(54) 【発明の名称】 放射線撮像装置

(57) 【要約】

【課題】 第3世代型CT装置等の放射線撮像装置におけるリング状アーチファクトを解消し、より正確な放射線撮像を可能とするとともに、データ伝送方式を改善し、より高速なスキャンを可能とする。

【解決手段】 放射線撮像装置10は、被検体2を中心に回転し且つ被検体2に放射線を曝射する線源3と、この線源3からの放射線を検出する多数の検出素子5を、被検体2を中心とする円周上に直列配置してなる環状の検出素子列50と、この検出素子列50を回転軸方向に複数列配置してなる検出器円筒11とから構成される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体の周囲を回転し且つ該被検体に放射線を曝射する放射線発生源と、

この放射線発生源からの放射線を検出する多数の検出素子を、前記被検体を中心とする円周上に直列配置してなる環状の検出素子列と、

この検出素子列を前記回転軸方向に複数列配置してなる検出器とから構成されることを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 2】 前記放射線発生源の回転軸上の点を中心とする円、又は前記放射線発生源の回転軸上の点を頂点とし前記環状の各検出素子列を底面とする円錐の各錐面に沿うように、前記検出器の内周面に配置される遮蔽板を有することを特徴とする請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 3】 被検体の周囲を回転し且つ該被検体に放射線を曝射する放射線発生源と、

この放射線発生源からの放射線を検出する検出素子を、前記放射線発生源の回転中心を中心とする円周上に直列配置してなる検出素子列を有する環状の検出器と、

前記放射線発生源の回転軸上の点を中心とする円、又は前記放射線発生源の回転軸上の点を頂点とし前記円周を底面とする円錐の錐面に沿うように、前記検出器の内周面に配置される遮蔽板とを有することを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 4】 被検体の周囲を回転し且つ該被検体に放射線を曝射する放射線発生源と、

この放射線発生源からの放射線を検出する検出素子を c h 方向に直列配置してなる検出素子列を有する検出器と、

前記放射線発生源と前記検出素子列を含む面に沿うように、前記検出器の前記放射線発生源側に移動可能に設けられる円弧状の遮蔽板とを有し、

該遮蔽板は、前記被検体を挟んで前記放射線発生源と対向配置されるように、該放射線発生源とともに該被検体の周囲を回転することを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 5】 被検体の周囲を回転し且つ該被検体に放射線を曝射する放射線発生源と、

この放射線発生源からの放射線を検出する検出素子を、c h 方向に直列配置してなる検出素子列を有する検出器と、

前記放射線発生源と前記検出素子列を含む面に沿うように、前記検出器の前記放射線発生源側に移動可能に設けられる円弧状の遮蔽板とを有し、

前記遮蔽板は、前記円周の周方向に対して、所定角をもって配置されることを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 6】 被検体の周囲を回転し且つ該被検体に放射線を曝射する放射線発生源と、

この放射線発生源からの放射線を検出する検出素子を、c h 方向に直列配置してなる検出素子列を有する検出器

と、

前記放射線発生源と前記検出素子列を含む面に沿うように、前記検出器の前記放射線発生源側に移動可能に設けられる円弧状の遮蔽板とを有し、

前記遮蔽板は、前記放射線の曝射範囲から待避するように移動可能に設けられていることを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 7】 被検体の周囲を回転し且つ該被検体に放射線を曝射する放射線発生源と、

この放射線発生源からの放射線を検出する検出素子を、c h 方向に直列配置してなる検出素子列を有する検出器と、

前記放射線発生源が曝射する放射線のうち、前記被検体を透過する前の放射線の強度分布を測定する測定器とを有することを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 8】 前記検出器は、前記検出素子列を前記回転軸方向に複数列配置して構成されることを特徴とする請求項 4 乃至 7 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 9】 被検体の周囲を回転し且つ該被検体に放射線を曝射する放射線発生源と、

この放射線発生源からの放射線を検出する検出素子を、c h 方向に直列配置してなる検出素子列と、

この検出素子列を前記回転軸方向に複数列配置してなる検出器と、

前記放射線発生源が曝射する放射線のうち、前記被検体を透過しない放射線を検出する素子を、前記回転軸方向に直列配置してなる校正用検出素子列とを有し、

校正用検出素子列は、前記被検体を挟んで前記放射線発生源と対向配置されるように、該放射線発生源とともに該被検体の周囲を回転することを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 10】 前記検出素子列は、前記放射線発生源の回転中心を中心とする円周上に前記検出素子を直列配置してなる環状をなすことを特徴とする請求項 4 乃至 9 に記載の放射線撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、例えば X 線等の放射線を利用して画像撮影を行う X 線 CT 装置等の放射線一般を使用して被検体内の放射線特性分布を画像化する放射線撮像装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、被検体に対して X 線を曝射し、該被検体を透過或いは被検体で散乱した X 線を X 線検出器で検出し、この X 線検出力 (X 線のフォトン数) に基づいて被検体の透視画像、断層像或いは三次元画像を撮像する X 線 CT 装置が知られている。

【0003】かかる X 線 CT 装置として、コーンビーム CT 装置が開発されている。通常の X 線 CT 装置では、X 線ビームは Z 方向に薄く切り出されており、ファンビ

ームと呼ばれるが、コーンビームCTでは、Z方向にも広がったX線ビームを用い、このX線ビームはコーンビームと呼ばれる。

【0004】そして、このコーンビームCTとしては、現在のところ、従来型CT（すなわちrowが1列だけのもの）において、いわゆる第3世代型あるいはR/R型と呼ばれる方式に相当する形式のみが検討されている。この第3世代型CTとは、X線源と検出器のペアが被検体の周囲を回動しながらスキャン（投影データの収集）を行うものである。

【0005】図16は、コーンビームCT装置の一例を示すものである。同図に示すコーンビームCT装置1も、第3世代型CT装置に属するものであり、Z軸を回転軸として、X線源3とともに検出器4も被検体2の周囲を回動し、一回転で関心領域のスキャンを終えるものである。

【0006】通常のX線CT装置では、ch方向にサンプリングするために検出素子がch方向に1ライン並んでおり、個々の素子はチャンネル番号(ch)で識別される。これに対し、かかるコーンビームCT装置1では、同図に示すように、検出素子5がさらにZ方向(row方向)にも配列されている。すなわち、コーンビームCT装置1における検出器4は、検出素子5が直交格子状に2次元配置されて構成される。

【0007】このようなコーンビームCT装置1によれば、検出素子5をz方向(row方向)及びch方向の2方向に格子状に配置して検出器4を構成するとともに、放射線をz方向にも厚みをもたせて円錐(コーン)状に曝射することによって、複数列分の投影データを一括して得ることができる。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかし、上述した第3世代X線CT装置に属するコーンビームCT装置1では、いわゆるリング状アーチファクトを生じるという問題があった。このリング状アーチファクトとは、検出器や、そのデータをA/D変換等電氣的に処理する系(これを以下、「DAS(Data Acquisition System)」と称す。)におけるchごとの特性ばらつきが、画像の上に同心円状のアーチファクトを形成し、正確な診断を妨げるものである。

【0009】このリング状アーチファクトは、第3世代型CT装置固有の重要問題であり、コーンビームCT装置に限らず、従来のCT装置においても生じ得るもので、極めて微妙な特性ばらつきでも起き得るので、検出器やDASの設計製作においては細心の注意を要する。

【0010】ところで、コーンビームCTにおいては、rowの数が数100にも登るため、従来CTでは、検出器の素子数はせいぜい1000くらいだったのが数1000倍になる。従って、コーンビームCTでは、これだけの数の回路や検出器素子の特性をリングアーチファク

トの観点で満足できるレベルに管理することは事実上困難である。

【0011】ここで、従来のCT装置における検出器の信号読出し方式としては、稠密実装を達成するために、例えば、“Amorphous Semiconductors Usher In Digital X-ray Imaging, Rowlands et. al., November 1997 Physics Today, pp 24-30”に述べられているものが一般に想定されている。

【0012】この方式は、半導体回路で形成された微小容量(キャパシタンス)に蓄積された電荷をTFMマトリックスアレイで読み出すもので、元来液晶表示のために開発された技術であり、リングアーチファクトの抑制に必要な安定度や直線性は有していない。従って、人体の骨と軟部組織の区別がつけばよい、というような程度の装置であれば、リングアーチファクトが少々あっても問題とならないが、軟部組織間のコントラスト差を観察するような一般的CTの用途を要求する場合には使用は困難となる惧れがある。

【0013】また、さらに、第3世代型のCT装置では、回転部の検出器及びDASから固定部(画像再構成計算を行う部分等)へ収集したデータを伝送しなければならない。この伝送の際、数10万の素子からのデータを送るには非常に広帯域の伝送路が必要である。

【0014】しかし、従来CTなみあるいはそれ以上速いスキャンが要求される場合には、1GB/秒程度の伝送帯域幅が必要になることもある。これは、ケーブルで接続するとしても、広帯域の例えば同軸ケーブルを多数要することとなり、しかも、この同軸ケーブルはあまりフレキシブルではないので、回転部は自由な回転を束縛されることとなる。

【0015】また、コーンビームCTにおいても、スリップリングによって連続回転を行う場合も考えられ、この場合には、回転部から固定部へのデータ伝送は、ケーブル接続はできない。

【0016】一方、スリップリングは十分な帯域幅が無い場合、極端に多数のスリップリングを並列駆動することも考えられるが、実装スペースやコストが増大するため現実的でない。これについて、光で伝送することも従来CTでは実施されているが、光源と受光部との位置関係が一定していないため、無数の光伝搬路が発生し、伝搬位相差によりその光ビームの帯域幅は到底十分な値を確保できない惧れがある。

【0017】従って、このままでは、回転部が拘束されることとなり、低速のスキャンしかできないか、あるいは検出器素子数を著しく減らして従来CTに比べてのアドバンテージ(たくさんのrow数、言い換えると稠密な体軸(Z)方向サンプリングによる体軸方向空間分解能と体軸方向視野サイズの両立)を代償にしなければならない、という問題が予想される。

【0018】そこで、本発明は上述の課題に鑑みてなさ

れたものであり、第3世代型CT装置等の放射線撮像装置におけるリング状アーチファクトを解消し、より正確な放射線撮像を可能とするとともに、データ伝送方式を改善し、より高速なスキャンが可能な放射線撮像装置の提供を目的とする。

【0019】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成する達成するために、本発明に係る放射線撮像装置は、被検体の周囲を回転し且つ該被検体に放射線を曝射する放射線発生源と、この放射線発生源からの放射線を検出する多数の検出素子を、前記被検体を中心とする円周上に直列配置してなる環状の検出素子列と、この検出素子列を前記回転軸方向に複数配置してなる検出器とから構成されることを特徴とするものである。

【0020】このような本発明によれば、環状の検出素子列を複数配置して検出器を構成し、スキャンの際には、検出器は回転することなく、放射線発生源のみが回転してコーンビームの曝射を行う。従って、本発明において曝射されるコーンビームは、格子状に配列された検出素子上を順次移動することとなる。

【0021】これにより、本発明では、多数ある検出素子の特性に若干のばらつきがあったとしても、相互に補正を行うことにより、リング状アーチファクトの発生を防止することができる。

【0022】なお、請求項4乃至10に係る発明において、「 ch 方向」は、検出器が環状をなす第4世代型CT装置にあっては放射線発生源の回転中心を中心とする円周の周方向となり、検出器が円弧状をなす第3世代型CT装置にあっては放射線発生源を中心とする円周の周方向となり、さらに検出器が平面型をなす第3世代型CT装置にあっては放射線発生源を中心とする円周の接線方向となる。

【0023】

【発明の実施の形態】（第1の実施形態）以下、本発明の第1の実施形態に係る放射線撮像装置について、図面を参照しながら説明する。図1は、本実施形態に係る放射線撮像装置10の全体構成を模式的に示す斜視図である。

【0024】同図において、放射線撮像装置10は、いわゆる第4世代型と呼ばれるCT装置であり、図中 xy 平面内において被検体2の周囲を回転しながら被検体2にX線ビームを曝射する線源3と、この線源3からの放射線を検出する多数の検出素子5を格子状に配列して形成される環状の検出器円筒11とから概略構成され、検出器円筒11は回転せずに、線源3のみが被検体2の周囲を回転する。

【0025】また、この放射線撮像装置10では、線源3から曝射されるX線ビームとして、コーンビームを用いる。すなわち、本実施形態においてX線は、 xy 平面内に広がりをもつ扇状のファンビームを z 方向にも広が

りを持たせ、全体として円錐若しくは角錐状をなす。

【0026】ここで、検出素子5は、線源3からのX線ビームを電荷として蓄積し、これをデータ処理手段等に電気信号として出力するものであり、例えば、アモルファスセレンからなるX線-電荷変換を行う層を有し、その下にTFEマトリックスアレイを有するものである。

【0027】そして、本実施形態において、かかる検出素子5は、線源3の回転中心（ Z 軸）を中心とする円周上に、 ch 方向に沿って直列配置されて環状の検出素子列50（図中斜線で示した部分）を構成し、この検出素子列50は、回転軸方向（ z 軸方向或いはrow方向）に複数配置されている。これにより、検出素子5は、全体として格子状に配置される。

【0028】そして、このような多数の検出素子5や、これの読み出し回路及びX線・電気信号変換としては、例えば“Amorphous Semiconductors Usher In Digital X-ray Imaging, Rowlands et. al., November 1997 Physics Today, pp 24-30”のようないわゆる平面検出器（2次元放射線検出器）に関する技術を採用するのが好適である。

【0029】実際、この種の2次元放射線検出器は、X線装置においてイメージインテンシファイヤやフィルムに置き換わるものとして現在実用化が進んでいるものである。このような検出器としては種々あるが、その多くは円筒面状に製作することは可能である。もっとも、完全な円筒で一体製作することは困難である場合には、半周分や4分の一周分のものを複数つぎあわせて製作することもできる。

【0030】勿論このようなものでなく、従来型CTのように、シンチレータとフォトダイオードとを多数稠密実装して、従来技術同様にプリアンプや積分回路を個々の検出素子5ごとに配置してもよい。

【0031】そして、このような本実施形態に係る放射線撮像装置10は、いわゆる第4世代型CT装置においてコーンビーム方式を採用するものであり、従って、曝射されるコーンビームは格子状に配列された多数の検出素子5上を順次移動することとなる。これにより、検出素子の特性に若干のばらつきがあったとしても、リング状アーチファクトが発生することはない。第4世代型CTでリング状アーチファクトが検出器由来で発生することのない理由は、既にファンビームにおいて関係技術者には知られていることであり、ここでは詳述しないが、同じ理由でコーンビームにおいても検出器由来でリング状アーチファクトは発生しないのである。

【0032】また、本実施形態に係る放射線撮像装置10では、検出器11は回転しないため、検出器11からDAS等を経て画像再構成装置などへデータを伝送する際には、これらの各装置をすべてケーブルで接続することが可能である。

【0033】しかも、この場合において、多数のケーブ

ルを用いても何ら実装上の制約がない。従って、大量のデータを高速に伝送するにあたりなら支障が生じることがなく、例えばDASから画像再構成装置などへのデータ伝送は、ケーブルでなく光などの非接触系を用いることもできる。この場合でも、本実施形態に係る検出器11は回動しないため、光源（レーザ）と受光器の位置関係を固定することができ、光路を局限し充分広帯域のデータ伝送ができる。

【0034】（第2の実施形態）次いで、本発明の第2の実施形態に係る放射線撮像装置について説明する。なお、この第2の実施形態に係る放射線撮像装置の全体構成は、前述した第1の実施形態に係る放射線撮像装置10と同様である。すなわち、本実施形態に係る放射線撮像装置20は、図1に示すように、第4世代型CT装置にコーンビーム方式を採用したものであり、検出器円筒11は回動せずに線源3のみが回転するとともに、検出素子5はch方向に沿って環状に配置されて検出素子列50を形成し、この検出素子列50はrow方向に複数列配列されている。

【0035】そして、特に本実施形態に係る放射線撮像装置20は、上述した第1の実施形態の構成に加えて、図2(a)～(c)に示すような、ブレード12を備えていることを特徴とする。

【0036】このブレード12は、散乱線を遮蔽するためのものであり、タングステンやモリブデン等の放射線吸収部材から形成されるとともに、検出器円筒11の内周面に、ch方向に沿って複数枚配置される。

【0037】これらのブレード12は、図3に示すように、回転軸(z軸)上の点P1を中心とする円C1、又は点P2～P5等を頂点とし各検出素子列50を底面とする円錐C1～C5の各錐面の一部を切り出した形状をしている。

【0038】詳述すると、複数列ある検出素子列50のうち中央に位置する検出素子列50aに対応して設けられるブレード12aは、線源3の回転中心すなわちz軸上の点P1を中心とする円C1の外周部を切り出した環状をなす。

【0039】また、ブレード12aよりも外方に位置するブレード12b～12eは、線源3と各検出素子列50a～50eとをそれぞれ結んだ線と、対向位置にきたときの線源3'と各検出素子列50a～50eとをそれぞれ結んだ線との交点P2～P5を頂点とし、各環状の検出素子列50a～50eを底面とする円錐C1～C5の錐面外周部を切り出した略環状をなしている。

【0040】ここで、線源3を回転させてスキャンを行う際、図4(a)に示すように、各検出素子と線源3の相対的な距離は、線源3の直下位置では遠く、直下位置から離れた離隔位置（視野端）では近くなる。なお、図4(b)では、直下位置におけるコーンビームの断面を示しており、同図(c)では、離隔位置におけるコーン

ビームの断面を示している。

【0041】すなわち、曝射の際、検出素子の位置によって、X線の入射角はやや変化することとなる。本実施形態に係るブレード12は、係るX線の入射角の変化を許容できるように、その長さや角度、間隔が設定されている。かかるブレード12の配置や寸法設計は以下の手順により行う。

【0042】先ず、アキシャル面視野寸法に伴い、次式を用いて、視野端を観測するときの検出素子5と線源3'との距離FDD'を求める。

【0043】

【数1】

$$FDD' = \{ FCD \cos(\phi_f) + R_d \cos(\phi_d) \} \cos(\phi_d)$$

$$\phi_f = \sin^{-1} \left(\frac{R_{fov}}{FCD} \right)$$

$$\phi_d = \sin^{-1} \left(\frac{R_{fov}}{R_d} \right)$$

上式において、 ϕ_d は、検出器から視野中心に至る直線と検出器から視野端を結ぶ直線とのなす角度であり、 R_d は、検出器円筒の半径であり、 R_{fov} は、視野の半径である。

【0044】なお、このとき線源3が対向位置にあるときにブレード12が線源3を向くように作られているとする。

【0045】次いで、FDD'の値を用いてブレード12の間隔と高さを求める。このとき、視野端の観測時に線源3'は実質的にFDD'の距離に位置しており、そのときブレード12が作る影の長さ W_s は検出素子5の感度領域の広がり W_d よりも小さくしなければ、その検出素子5では視野端において被検体2を通過したX線を計測することができない。同様に、ブレード12のピッチ P_s が W_d よりも大きくなければ、ブレード12間の検出素子は視野端を通過したX線を検出することができない。従って、 $W_s < W_d$ を満たすように、かつ $W_s < P_s$ を満たすように、ブレード12のピッチ P_s とブレードの高さ h を定める。

【0046】 $FDD \gg h$ 、 $FDD' \gg h$ の近似により、

【数2】

$$W_s = h \tan(\beta) - h \tan(\alpha)$$

$$= h Z_d \left(\frac{1}{FDD'} - \frac{1}{FDD} \right)$$

この W_s が W_d よりも小さくなるように h を定め、そしてこの W_s よりも大きなピッチ P_s でブレード12を並べらる。

【0047】なお、この設計指針では、z方向の端の検出素子列にとって、大きな視野径の周辺部を通過したX線はブレード12によってかなり吸収されてしまう。しかし、周辺部での検出線量低下はさほど全体の画質に影

響せず、さらに、もし必要であれば、線源近傍にあるX線減弱体(ウェッジ)の設計を変更し、周辺部の照射線量を若干増大させるようにすることもできる。

【0048】また、より精度の高い撮像を要する場合には、視野周辺でのX線の吸収を多少緩和するために、ブレードの傾斜角の焦点を対向位置の線源よりもやや手前に設定するような設計をしてもよい。

【0049】このような、コリメータ(ブレード12により構成される)を有する放射線撮像装置20によれば、ブレード12の面がrow方向とほぼ直交しており、且つ線源3が対向位置にあるときにその線源3とブレード12とを結ぶ線にほぼ沿っているため、正常に進行してきたX線はブレード12に遮られることなく検出素子5に到達する。一方、被検体2内で屈折され、不規則な角度で進行してくる散乱線は、ブレード12によって遮られるため、散乱線による画像の劣化を防止することができる。

【0050】このとき、角度によっては若干ブレード12によって遮蔽されるX線もあるが、典型的には、素子列と素子列の間の検出素子には、若干の放射線不感帯が存在するのが普通であり、線源3から見たブレード12の影がちょうどかかる不感帯に落ちるように位置させれば、無駄なく放射線を検出できる。

【0051】なお、本実施形態では、多数のブレード12をZ軸方向に等ピッチで描いたが、Z軸方向の端のほうは粗く、中央のほうは稠密に配置してもよい。また、中央付近のブレードは背を高く(hを大きく)してもよい。これらの変形は、式1や式2による設計制約を緩和しつつ中央付近では極力大きな散乱線除去能を得るのに有用である。

【0052】(散乱線検出用素子の動作)なお、本実施形態では、図4(b)、(c)に示すように、最も外方に位置する検出素子列50fには直接X線が入らないようにすることによって、これらを散乱線検出用素子列50fを設けている。これは最も外方の検出素子列50fには散乱線のみを検出させ、他の検出素子列の出力から、散乱線検出用素子列50fからの出力すなわち散乱線成分を差し引く補正をする目的に供することを想定したものである。

【0053】この場合においても、この散乱線検出用の検出素子列にブレードを設けてコリメーションすることが好ましい。すなわち、コリメーションを行っている他の検出素子列50と、散乱線検出用の素子列との条件を合致させることにより、より正確なデータを得ることができる。

【0054】(第3の実施形態)次いで、本発明の第3の実施形態に係る放射線撮像装置について説明する。本実施形態に係る放射線撮像装置30は、図7(a)及び(b)に示すように、通常の第4世代型CT装置に、上述したブレード12を設けたものである。

【0055】すなわち、放射線撮像装置30は、被検体2の周囲を回転し且つ被検体に放射線を曝射する線源3と、検出素子列を一つだけ有する環状の検出器14と、検出器の前記放射線発生源側に配置されるブレード12とを有する。

【0056】なお、ブレード12の構成は、前述した第2の実施形態と同様の構成を有する。ただし、本実施形態におけるブレード12の影は検出素子(rowが一系列しかなく、検出器素子はZ軸方向に長い)の中に落ちることになる。

【0057】このような放射線撮像装置30によれば、ブレード12によって散乱線をカットできるので、散乱線による雑音統計の悪化を防ぐことができる。詳述すると、図8に示すように、X線は被検体2内で、多くはコンプトン散乱過程に遭遇し、一部は光電効果で吸収される。散乱或いは吸収されない直接線は検出器14に直線的に到達する。コンプトン散乱を受けたX線はランダムな方向に進路を変えられる。一部のX線はこのコンプトン散乱を何度も受ける。図中イのようにブレード12の間をすり抜ける場合もあるが、ロやハのようにZ軸方向に進路を曲げられたX線はブレード12でカットされる。

【0058】なお、かかるブレード12の変形例として、例えば、ブレードを中央の一枚のみにすることができる。

【0059】(第3の実施形態の変形例)上述した第3の実施形態では、普通の第4世代、即ち、stationary/Rotate方式の検出器円筒14の内側に線源3の回転軌道があるものを想定しているが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、Nutate/Rotate方式と呼ばれる、検出器の外側に線源3の回転軌道がある第4世代型においても本発明を実施することができる。

【0060】(第4の実施形態)次いで、本発明の第4の実施形態に係る放射線撮像装置40について説明する。なお、この第4の実施形態に係る放射線撮像装置40の全体構成は、前述した第1の実施形態に係る放射線撮像装置10と同様である。すなわち、本実施形態に係る放射線撮像装置40は、図9に示すように、第4世代型CT装置にコーンビーム方式を採用したものであり、検出器円筒11は回転せずに線源3のみが回転するとともに、検出素子5は格子状に配置されている。

【0061】そして、特に放射線撮像装置40では、前述したブレードが円弧状に形成されているとともに、検出器円筒11の内側面に移動可能に設けられ、線源3とともに被検体2を中心に回転することを特徴とする。

【0062】即ち、図10(a)にも示すように、本実施形態におけるブレード15は、検出器円筒11円周の360度に渡って配置されず円弧状に切り出した形状をしており、これが線源3と対向し、線源3とともに回転する。

【0063】このブレード15は、図示していない剛体からなるベースに取付けられており、線源3もこのベースに取付けられている。ベースを回動させることで、ブレード15は常に線源3と対向しつつ回動するのである。

【0064】このような構成の大きな利点は、ブレードと線源とが常に対向位置の関係にあることから、式1や式2で説明したような設計制約がなく、ブレード間隔はいくらでも稠密に、且つブレード高さは他とぶつからない限りいくらでも高くできるため、散乱線除去能を高く

【0065】（第4の実施形態の変更例1）なお、上述した第4の実施形態では、第4世代型のコーンビームを前提として説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、第3世代型コーンビームCTや平面型検出器を有する装置でも用いることができる。さらに、本発明は、コーンビームを用いない第3世代型若しくは第4世代型の通常のCT装置においても採用することができる。

【0066】（第4の実施形態の変更例2）上述したブレード15の変形として次のようなものが挙げられる。すなわち、例えば図10（b）に示すように、第4世代型のコーンビーム方式において、ブレード17の面をZ方向に平行にすることもできる。

【0067】このようなブレード17によれば、コーンビームがZ方向に薄いとき、散乱線除去能が向上させることができる。

【0068】（第4の実施形態の変更例3）さらに、ブレードの変形例として、図10（c）に示すようなものがある。この変更例に係るブレード18は、前記2例のハイブリッド形式であり、ch方向及びz方向に平行なブレードを格子状に組んだもので、高い散乱線除去能を期待することができる。

【0069】（第5の実施形態）さらに、本発明の第5の実施形態に係る放射線撮像装置40について説明する。なお、この第5の実施形態に係る放射線撮像装置50の全体構成は、前述した第1の実施形態に係る放射線撮像装置10と同様である。すなわち、本実施形態に係る放射線撮像装置50は、図11に示すように、第4世代型CT装置にコーンビーム方式を採用したものであり、検出器円筒11は回動せずに線源3のみが回転するとともに、検出素子は格子状に配置されている。

【0070】そして、特に本実施形態に係る放射線撮像装置50は、前述したブレードが、検出器円筒11のch方向に対して、所定角をもって配置されることを特徴とする。すなわち、図11に示すように、各ブレード19は、検出器円筒11の内周面に螺旋状に配置されてい

るとともに、線源3と螺旋状のブレード19底部を含む曲面を切り出した形状をなしている。

【0071】詳述すると、z軸方向から見た場合、図12（a）に示すように、ブレード19は、順次重ねられていくように渦巻き状に配置されることとなる。また、x方向（或いはy方向）から見た場合、図12（b）に示すように、ブレード19は、ch方向（線源3の回転方向）に対して、所定角 γ をもって傾斜させて配置されている。

【0072】このような本実施形態に係るブレード19によれば、かかる所定角 γ の大きさを調節することによって、ブレードがZ方向に直交するものと平行するものとの中間的な効果、すなわち、散乱線除去能とブレードの影に由来するリングアーチファクトの除去能とのバランスを調節することができる。

【0073】なお、この形態は、第4世代型コーンビームCTのみではなく、第3世代型コーンビームCTや平面検出器を有する放射線撮像装置でも用いることができる。

【0074】（第6の実施形態）なお、上述した第2～第5の実施形態では、ブレード12、15、17、18、19は、常時放射線の曝射範囲内に存在するものとして説明した。しかし、本発明はこれらに限定されるものではなく、これらブレード12、15、17、18、19を、放射線の曝射範囲から待避するように移動可能に設けることができる。

【0075】このようなブレードを待避させる構造としては、例えばブレードのアセンブリをZ軸方向に移動させ、コーンビームの外側にブレードのアセンブリを移動させる機能を設けることが挙げられる。

【0076】線源3と共に移動するブレード15（前述した第4の実施形態など）であれば、Z軸方向の移動とは限らず、回動角方向に移動してコーンビームの外に位置させることもできる。

【0077】このような、待避可能に設けられたブレードによれば、散乱線の影響が小さい小視野即ち放射線減弱の小さい被検体を撮像する場合や、コーンビームを用いない通常のCT装置等によって撮像する場合に、必要に応じて幾何効率を増大させてSNRを向上させることができる。すなわち、かかる場合には、ブレードの影による影響が散乱線による影響より大きくなるような被検体を撮像する場合に、適宜ブレードによるコリメーションを省略することができる。

【0078】（第7の実施形態）次いで、本発明の第7の実施形態に係る放射線撮像装置について説明する。本実施形態に係る放射線撮像装置では、前述した第4の実施形態におけるブレード15に、モニター検出器20を設けたことを特徴とする。

【0079】このモニター検出器20は、線源3が曝射する放射線のうち、被検体を透過しない放射線を検出す

る素子によって構成される較正用検出素であり、本実施形態においては、図 13 に示すように、線源 3 とベアになって回転する各ブレード 15 の上部（回転面内方）に、z 軸方向に直列配置されるものである。

【0080】なお、本実施形態では、X 線出力変動が等方的でないことに鑑み、モニター検出器 20 をブレード 15 の前後（回転方向前方及び後方）に配置したが、前後方向でさほど出力変動状況が異なる場合は片方でも良い。また、モニター検出器 20 をブレード 15 の上部（X 線入射側）においたが、これは減弱しない強大な X 線を当てるので散乱線の影響を気にする必要がないからである。実装上そうしたい場合はブレードの下端付近においても差し支えない。また、モニター検出器 20 は、全てのブレード 15 に付けてもよく、一つ置きに付けることもでき、Z 方向に何個付けてもよい。

【0081】なお、本実施形態に係る放射線撮像装置は、第 4 世代型 CT 装置又は第 3 世代型 CT 装置のいずれをも前提とすることができるとともに、コーンビーム方式又は通常のファンビーム方式のいずれにも用いることができる。

【0082】このような本実施形態に係るモニター検出器 20 を備えた放射線撮像装置によれば、モニター検出器 20 によって、X 線出力の時間変動を正確にモニターし、収集したデータをモニター結果により補正することができる。特に、本実施形態に係るモニター検出器 20 は、z 方向に直列的に配置されているため、z 方向の X 線出力の変動を正確に検出することができる。

【0083】（第 8 の実施形態）さらに、本発明の第 8 の実施形態に係る放射線撮像装置について説明する。本実施形態に係る放射線撮像装置では、前述した各実施形態における放射線撮像装置に、線源 3 が曝射する放射線のうち被検体を透過する前の放射線の強度分布を測定する測定器を設けたことを特徴とする。

【0084】具体的には、図 14 に示すように、薄い基板 25 上に 2 次元的に X 線センサー 26 を設ける。そして、この基板 25 を被検体を通過する前の X 線を検出できる位置、即ち被検体よりも線源 3 に近い側に設置する。

【0085】かかる X 線センサー 26 は、到来 X 線のごく一部のみを検出し電気信号に変換させるものであり、例えば薄い半導体検出器で構成することができる。なお、半導体検出器は、特に高感度である必要はなく、例えばシリコンのバルク等を用いることができる。また、半導体検出器は高電圧をバイアスとして印加する必要があるが、図 14 ではバイアス電極は省略した。

【0086】そして、X 線センサー 26 からの出力は、印刷回路パターン 27 を介して、増幅器などの電気回路へ送出される。この印刷回路パターン 27 は、アルミなどの X 線源弱係数の低い導電体でごく薄く細く作成され

るものであり、これにより X 線分布への影響を与えないようにすることができる。

【0087】このような X 線センサー 26 を備えた放射線撮像装置によれば、2 次元的な線源出力変動をモニターすることができる。なお、本実施形態に係る X 線センサー 26 は、第 4 世代型コーンビーム CT のみではなく、第 3 世代型コーンビーム CT でも用いることができる。

【0088】（第 8 の実施形態の変更例）上述した X 線センサーは、x 方向に対して線源出力変動状況に大きな違いがない場合には、図 15（a）に示すように、x 方向に連続する形状としてもよい。

【0089】また、同図（b）に示すように、X 方向には線源出力変動状況に違いがあり、Z 方向にはたいして違いがないという場合には、z 方向に連続する形状としてもよい。なお、ファンビームの場合には Z 軸方向の変動がないため、この形態を採用することが好ましい。

【0090】

【発明の効果】本発明に係る放射線撮像装置によれば、例えば第 4 世代型 CT でも有効な散乱線コリメーションができ、第 4 世代 CT の画質を向上させることができる。また、コーンビーム CT に第 4 世代型の方式と本コリメーションを適用すれば、リングアーチファクトのない、放射線撮像を実現することができる。

【0091】さらに、コーンビーム CT の第 4 世代型の方式と本コリメーションを適用すれば、ケーブルによらないスリッピングその他のデータ伝送方式の帯域制約を解消でき、検出器からの大量のデータを迅速に処理・伝送できる。その結果、体軸方向の高い分解能と、体軸（Z）方向の長い視野と、XY 方向の高い分解能と、XY 方向の広い視野と、高速スキャンとが、同時に実現できる。

【0092】また、コーンビーム CT で、2 次元的な線源出力変動が容易に正確にモニターでき、画質が向上する。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に係る放射線撮像装置を適用した第 1 の実施形態に係る放射線撮像装置の全体構造を示す斜視図である。

【図 2】第 2 の実施形態に係る放射線撮像装置を示す図であり、（a）はその斜視図であり、（b）は z 方向から見た正面図であり、（c）は x 方向から見た側面図である。

【図 3】第 2 の実施形態に係る放射線撮像装置の検出器円筒の断面図である。

【図 4】（a）は、第 2 の実施形態におけるコーンビームと、検出器円筒状の視野範囲との関係を示す説明図であり、（b）は、（a）における直下位置でのコーンビームの断面図であり、（c）は、（a）における離隔位置でのコーンビームの断面図である。

【図５】第２の実施形態に係るブレードの設計手順を示す説明図である。

【図6】第2の実施形態に係るブレードの設計手順を示す説明図である。

【図 7】本発明に係る放射線撮像装置を適用した第 3 の実施形態に係る放射線撮像装置における、検出器の断面図である。

【図8】第3の実施形態におけるブレードによって、X線が遮蔽される状態を示す説明図である。

【図 9】本発明に係る放射線撮像装置を適用した第 4 の 10
実施形態に係る放射線撮像装置の斜視図である。

【図10】第4の実施形態に係る放射線撮像装置の変更例を示す説明図である。

【図 11】本発明に係る放射線撮像装置を適用した第 5 の実施形態に係る放射線撮像装置の斜視図である。

【図 12】 (b) は、第 5 の実施形態に係るブレードを*

* z 方向から見た正面図であり、(b) は、y 方向から見た上面図である。

【図１３】本発明に係る放射線撮像装置を適用した第７の実施形態に係る放射線撮像装置のモニター検出器を示す斜視図である。

【図１４】本発明に係る放射線撮像装置を適用した第８の実施形態に係る放射線撮像装置のＸ線センサーを示す斜視図である。

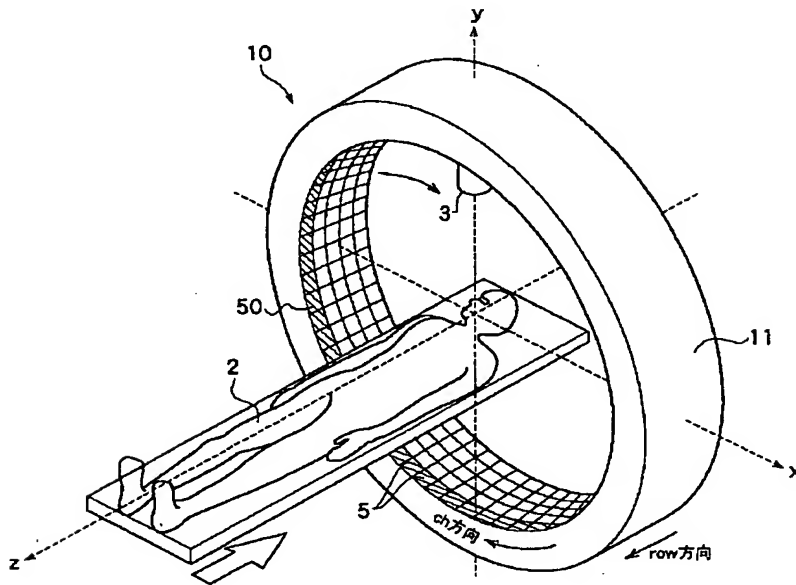
【図１５】本発明に係る放射線撮像装置を適用した第８の実施形態に係る放射線撮像装置の変更例を示す斜視図である。

【図 16】従来の X 線撮像装置を示す斜視図である。

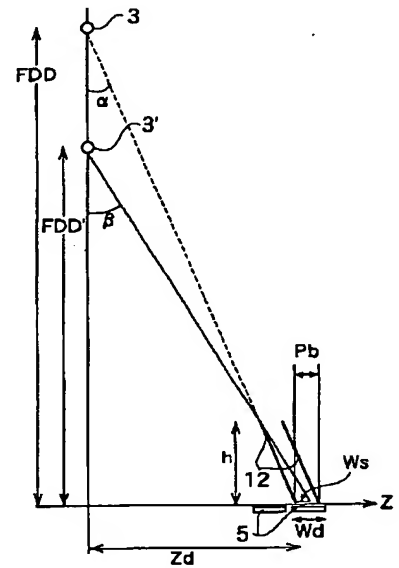
【符号の説明】

1…放射線撮像装置、2…被検体、3…線源、5…検出素子、11…検出器円筒、50…検出素子列

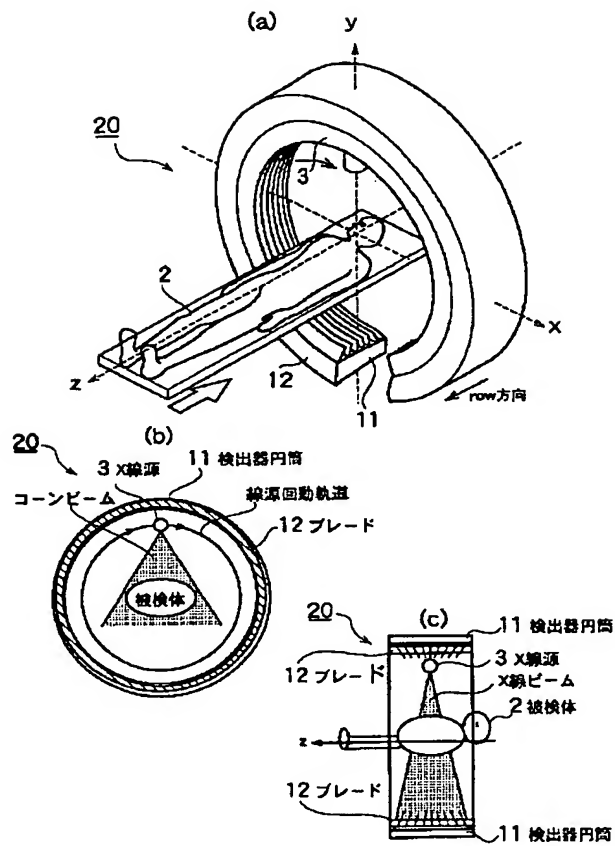
【図 1】



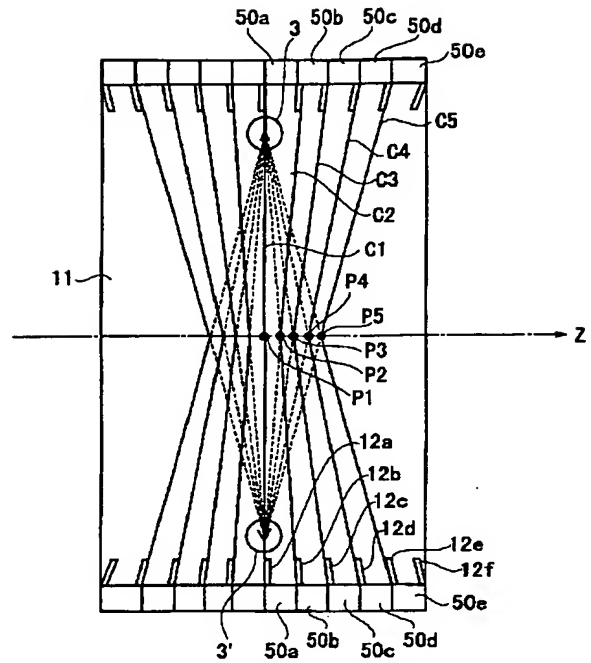
【図 5】



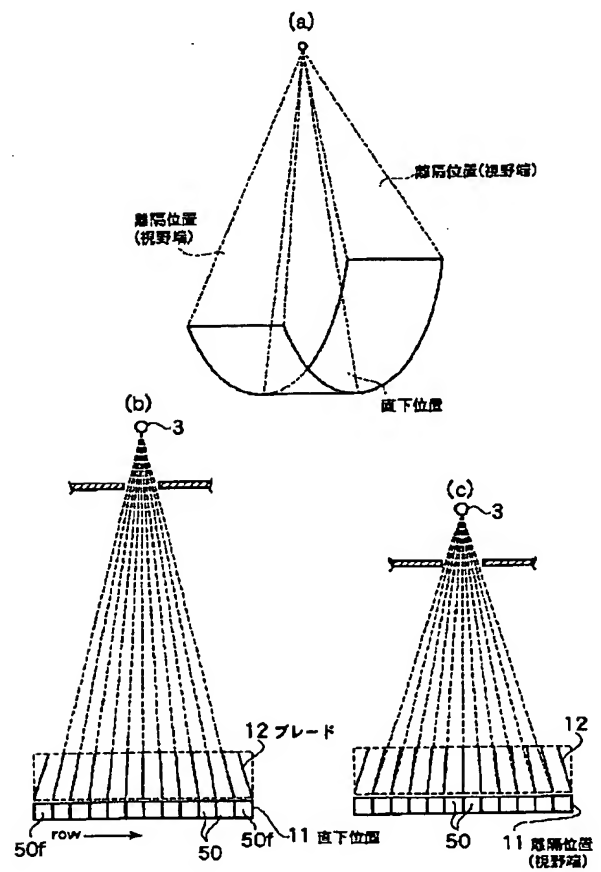
【図 2】



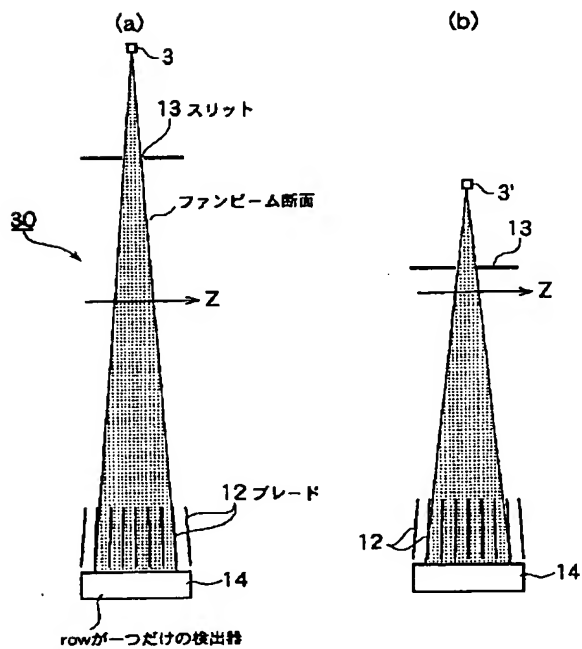
【図 3】



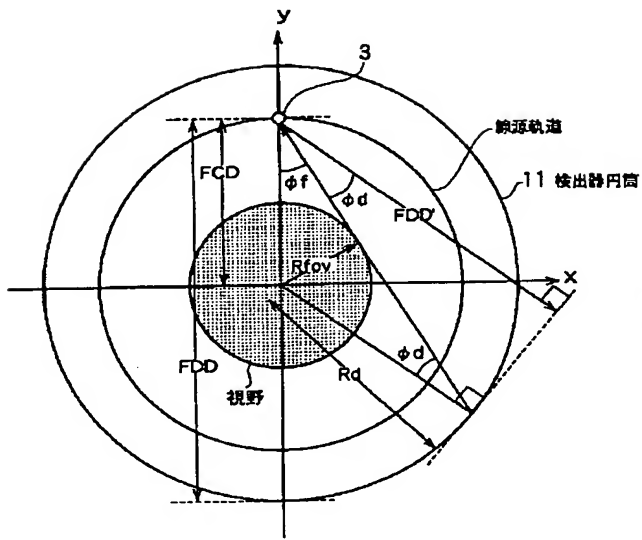
【図 4】



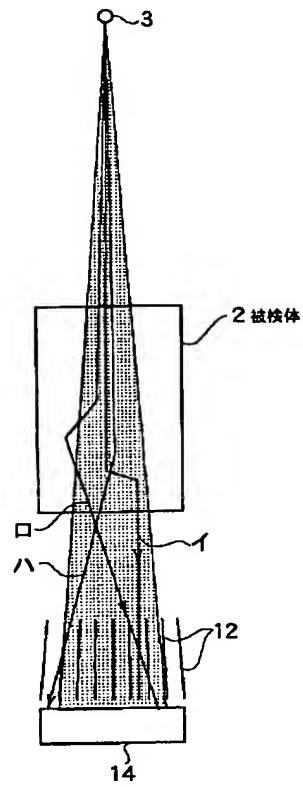
【図 7】



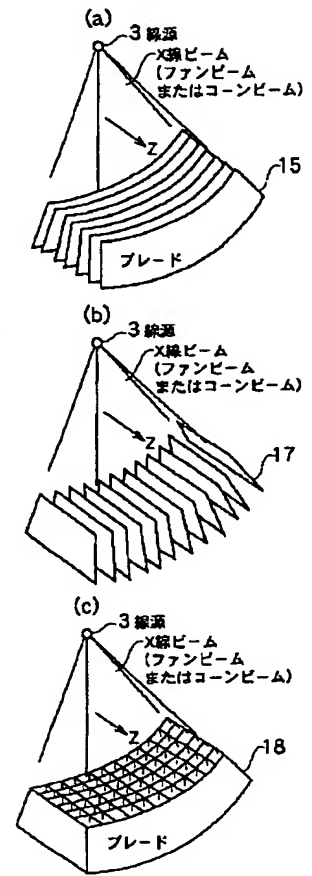
【図6】



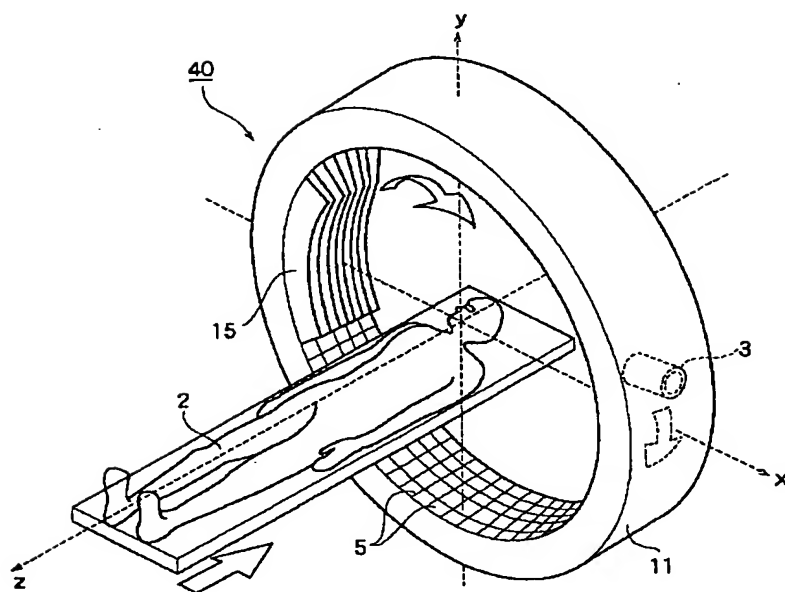
【図8】



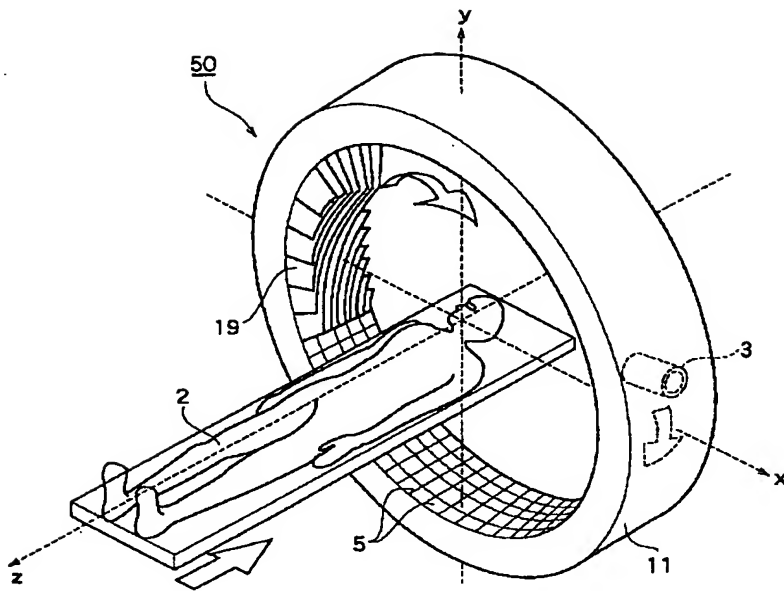
【図10】



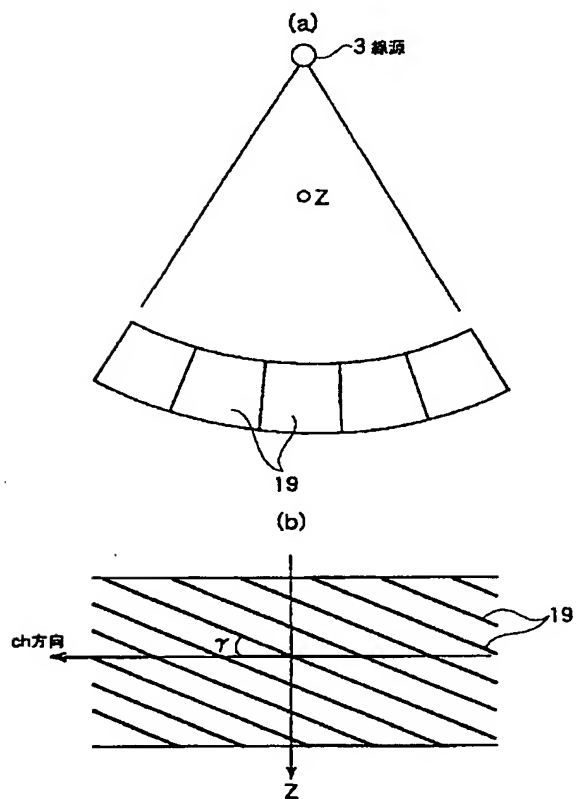
【図9】



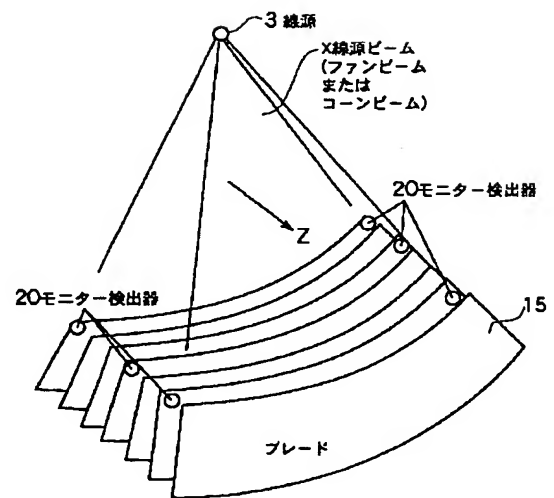
【図11】



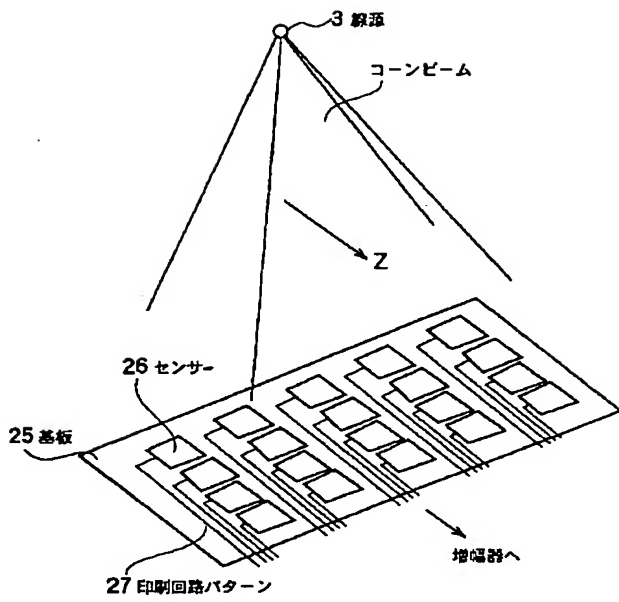
【図12】



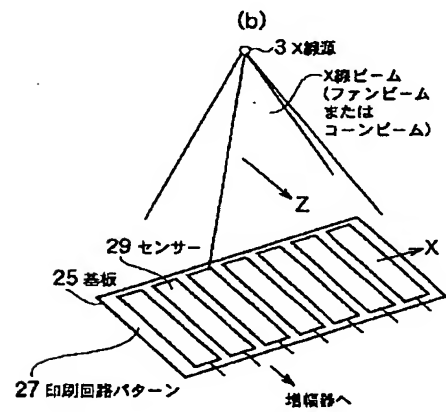
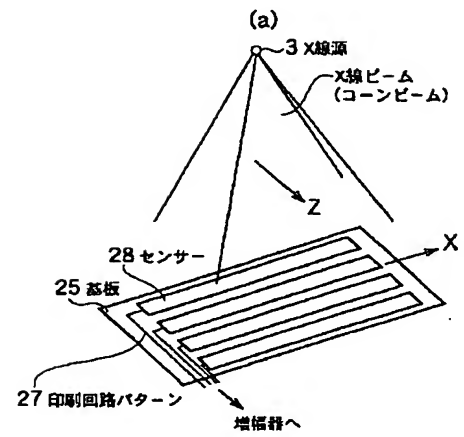
【図13】



【図14】



【図15】



【図16】

